OIPE JC139
FEB 10 2004
PATENT AND TRADEMARK OFFICE

03560.003390. PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:	)	
	:	Examiner: Not Yet Assigned
TATSUYA YAMAZAKI ET AL.	)	
	:	Group Art Unit: Not Yet Assigned
No.: 10/685,534	)	
	:	
Filed: October 16, 2003	)	
	:	
For: X-RAY IMAGING APPARATUS	)	February 9, 2004

Commissioner for Patents
PO Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Sir:

In support of Applicants' claim for priority under 35 U.S.C. § 119, enclosed is a certified copy of the following foreign application:

2002-332576 filed November 15, 2002.

Applicants' undersigned attorney may be reached in our New York office by telephone at (212) 218-2100. All correspondence should continue to be directed to our address given below.

Respectfully submitted,

Attorney for Applicants
Registration No. 42,476

FITZPATRICK, CELLA, HARPER & SCINTO
30 Rockefeller Plaza
New York, New York 10112-3801
Facsimile: (212) 218-2200

CFG 03390
10/685,534

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: ２００２年１１月１５日

出願番号
Application Number: 特願２００２－３３２５７６

[ST. 10/C]: [ＪＰ２００２－３３２５７６]

出願人
Applicant(s): キヤノン株式会社

２００３年１２月　２日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office 今井康夫

出証番号　出証特２００３－３０９９３７２

【書類名】　特許願

【整理番号】　226312

【提出日】　平成14年11月15日

【あて先】　特許庁長官殿

【国際特許分類】　H04N　5/00

【発明の名称】　放射線撮影装置

【請求項の数】　1

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　山崎　達也

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　平井　明

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　田村　敏和

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　野中　秀樹

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　辻井　修

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　森下　正和

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　小林　功

【発明者】

【住所又は居所】　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

【氏名】　石井　孝昌

【特許出願人】

【識別番号】　000001007

【氏名又は名称】　キヤノン株式会社

【代理人】

【識別番号】　100090273

【弁理士】

【氏名又は名称】　國分　孝悦

【電話番号】　03-3590-8901

【手数料の表示】

【予納台帳番号】　035493

【納付金額】　21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】　明細書　1

【物件名】　図面　1

【物件名】　要約書　1

【包括委任状番号】　9705348

【プルーフの要否】　要

【書類名】　明細書

【発明の名称】　放射線撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項１】　被写体を介して入射する放射線に基づき前記被写体の放射線画像を撮影するとともに、前記入射する放射線の一部を実時間検出することによって自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行する放射線撮影装置であって、

前記放射線の一部を検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を有し、

前記自動曝射制御用画素による検出信号をグリッドの状態に応じて較正し、前記較正された検出信号に基づいて自動曝射制御を実行することを特徴とする放射線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被写体を介して入射する放射線の一部を実時間検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を有し、自動曝射制御用画素による検出信号に基づき自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行するとともに、被写体を介して入射する放射線に基づき被写体の放射線画像を撮影する放射線撮影装置に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

従来の放射線撮影装置について図４を基に説明する。図４において１はＸ線管、２は患者、３は撮影部、４はグリッド、１２は自動曝射制御（ＡＥＣ:Automatic Exposure Control）検出器、６は放射線検出器、６はＣＰＵ、７は放射線発生装置である。

【０００３】

ＣＰＵ６から送信される放射線発生信号がＯＮになると、放射線発生装置７はＸ線管１を動作させて放射線を発生させる。Ｘ線管１から放射された放射線は被写体である患者２を透過し、撮影部３に到達する。このとき放射線は患者体内において散乱および吸収される。撮影に利用できるのは患者５内を直進した１次放射線のみであるから、散乱放射線は放射線検出器６に対して不要な放射線である

。これに対し、グリッド４を設けて不要な散乱放射線を除去し、放射線画像のコントラストを改善することが一般的に行われている。ＡＥＣ検出器１２は、人体への被曝を極力小さくして且つ撮影装置が必要な放射線量を適切に照射する目的で備えられている。このようなＡＥＣ検出器１２を含む、自動曝射制御機構を日本ではフォトタイマと呼ぶことがある。

【０００４】

ところで、患者２における放射線の散乱及び吸収の程度は、患者２の構造に依存する。単純に体厚の厚い患者は散乱及び吸収は大きく、体厚の薄い患者は少ない。また同じ体厚でも筋肉質体系と脂肪型体系では散乱及び吸収の度合いが変化する。さらに撮影部位によっても吸収の度合いが変化する。例えば、手足など厚みが薄く、散乱放射線発生量が小さいときは、被曝線量を小さくするためにグリッド４を外して撮影することが好ましい。

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、グリッドの着脱状態、装着されるグリッドの種類及びグリッド像に影響を与える撮影条件等、グリッドの状態に応じてＡＥＣ検出器１２への放射線入射量も変化するため、ＡＥＣ検出器１２への放射線入射量に基づいて、患者２を透過する１次放射線量を撮影前に正確に推定することは非常に困難であった。

【０００６】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、例えばグリッドの着脱状態等、グリッドの状態に応じて自動曝射制御用画素による検出信号を較正することにより、グリッドの状態に拘わらず正確な放射線入射量を推定し、適切な自動曝射制御を実行することを可能とする放射線撮影装置を提供することを目的とする。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

斯かる目的を達成するために、本発明の放射線撮影装置は、被写体を介して入射する放射線に基づき前記被写体の放射線画像を撮影するとともに、前記入射す

る放射線の一部を実時間検出することによって自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行する放射線撮影装置であって、前記放射線の一部を検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を有し、前記自動曝射制御用画素による検出信号をグリッドの状態に応じて較正し、前記較正された検出信号に基づいて自動曝射制御を実行することを特徴とする。

【０００８】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用した好適な実施形態を、添付図面を参照しながら詳細に説明する。

図１は、本発明に係る放射線撮影装置の実施形態の概略構成を示したブロック図である。

図１において、１は放射線を放射するＸ線管、２は被写体である患者、３は撮影部、４はグリッド、５はＡＥＣ画素を内包する放射線検出器、６は放射線撮影装置全体の動作を制御するＣＰＵ、７は放射線発生装置、８は撮影者が放射線を曝射するための曝射ボタン、９は放射線画像を表示すると共に操作に関するユーザI/Fを行う表示装置、１０は各種設定および放射線画像などを保存する保存装置、１１は放射線撮影装置を構成する各ユニットを結合するバスラインである。

【０００９】

グリッド４は、鉛板とアルミニウム板を交互に積層した積層物を、層方向と直角に薄く切り出した板であり、それぞれほぼ平行に並ぶ鉛板を１次放射線進行方向と一致させて配置することで患者２から発生する不要な散乱放射線を除去する。グリッド４の放射線画像は患者２の放射線画像に重畳してしまうが、グリッド４の空間周波数を適宜選択することによってグリッド像が診断に支障を生じさせないように配慮されている。

【００１０】

本実施形態では、グリッド４の空間周波数を３～８本／ｍｍとしている。グリッド４の空間周波数が低下するほどグリッド像は鮮明に見えるが、ここでは放射線検出器の画素ピッチに応じて選択されたものである。グリッド４の鉛板が効率よく散乱放射線を遮断するためには、５０μｍ程度の厚さが必要である。例えば

グリッド４の密度が４ｐ／ｍｍの場合は、グリッドピッチ２５０μｍに対して鉛板を５０μｍ程度、アルミニウム板を２００μｍ程度とすることが好ましい。

【００１１】

また、本実施形態のＡＥＣ装置４は、機能を十分発揮しながら、画質及び被曝線量に影響を与えないよう各種の配慮がなされている。まずＡＥＣ検出装置１２は放射線検出器６の面積のごく一部、例えば両肺中央部のみを覆っており、被曝線量が増えないように配慮している。また、肺中央部の放射線量を検出することで、得られる放射線像における肺野部分の濃度が適切になるように配慮している。また、ＡＥＣ検出器１２が患者画像に重畳するとアーティファクトになるため、ＡＥＣ検出器１２はほとんどＸ線を遮断しないように配慮されている。例えばＡＥＣ検出器１２は、平板状の空気槽であり、空気槽の外周は極力放射線を遮断しない物質で構成されており、放射線により空気槽内で電離したわずかな電荷を収集することで放射線量を検出している。或いはＡＥＣ検出器１２を薄い蛍光板で構成し、放射線により発生した蛍光を、光増倍管を用いて検出してもよい。

【００１２】

次に、本実施形態の放射線撮影装置の動作について説明する。

まずＡＥＣ画素較正の準備を行う。グリッドを外した状態で撮影部3に一様な放射線を照射し、ＡＥＣ画素の出力を保存装置１０に記憶する。この出力をグリッドＯＦＦ-ＡＥＣゲイン画像と呼ぶ。次にグリッドを装着して撮影部３に一様な放射線を照射し、ＡＥＣ画素の出力を保存装置１０に記憶する。この出力をグリッドＯＮ-ＡＥＣゲイン画像と呼ぶ。必要があれば線質あるいは幾何学的配置を変えて各種のＡＥＣゲイン画像を記憶する。線質が変わるとグリッドコントラストが変化するためであり、また幾何学的配置が変化するとＡＥＣ画像が変化する可能性があるためである。これらの準備工程は放射線検出器５の感度特性補正と同時に行われることが望ましい。

【００１３】

次に、グリッドを装着した状態における撮影シーケンスを図１及び図２を用いて説明する。図２において２１は放射線曝射要求信号、２２は放射線曝射命令信号、２３は放射線、２４はＡＥＣ画素が出力するＡＥＣ信号、２５はＡＥＣ信号

積算値、２６はＡＥＣ信号積算値の閾値である。

【００１４】

撮影者が曝射ボタン８を押し下げると、放射線発生装置７を通じて放射線曝射要求信号２１がＣＰＵ６に伝達される。ＣＰＵ６は放射線曝射要求信号２１を受けて、放射線検出器５の準備動作を開始し、準備が完了すると放射線発生装置７に放射線曝射命令信号２２をＯＮにして返す。すると放射線発生装置７はＸ線管１を動作させて放射線２３を発生させる。患者２を透過して撮影部３に到達した放射線は、さらにグリッド４を通過して放射線検出装置５に到達する。

【００１５】

ＣＰＵ６は放射線検出装置５に内包されたＡＥＣ画素が出力するＡＥＣ画像を０．５msec毎にサンプリングする。続いてＡＥＣ画像は保存装置１０に記憶されたグリッドＯＮ-ＡＥＣゲイン画像によって較正され、グリッドがなくかつ各ＡＥＣ画素が等感度のときと等価なＡＥＣ信号２４に変換される。

【００１６】

また、本実施形態の放射線検出器は、蛍光体と大面積アモルファスシリコンセンサを密着させた放射線検出器、いわゆるフラットパネルディテクタ（ＦＰＤ）を使用し、光学系等を介さずに放射線像を直接デジタル化するデジタル撮影装置である。放射線平面検出器の他の実施形態として、アモルファスセレン、ヨウ化鉛（PbI_2）及びヨウ化水銀（HgI_2）等を使用して放射線を電子に変換し、該電子を大面積アモルファスシリコンセンサで検出するＦＰＤを適用してもよい。これらＦＰＤは、原理的に静止画のみならず動画も撮影可能なことから、次世代のデジタル撮影装置として期待されている。

【００１７】

本実施形態においては、このようなＦＰＤにおいて、画像を検出する画素とは別に実時間読み出し可能な検出器がＡＥＣ検出器１２として作り込まれている。このような実時間読み出し可能な検出素子を、固体撮像素子上の通常の画素と区別した以下ではＡＥＣ画素と呼ぶことにする。また、複数のＡＥＣ画素から出力される信号を、ＡＥＣ画素の幾何学的配置に沿ってまとめたものをＡＥＣ画像と呼ぶことにする。

【００１８】

ＦＰＤに使用されるセンサは数百万画素からなっているが、各画素の特性は微妙に異なっている。特に画像センサとして重要な特性の一つとして感度特性が挙げられる。このような画像センサの感度特性のばらつきはＡＥＣ画素にもいえ、この感度特性のばらつきのため放射線量を正しく推定できない畏れがある。そこで、本実施形態のＦＰＤでは、以下に説明するこれらの特性を補正する工程を実施し、実質上各画素の特性が均一なセンサとして使用している。

【００１９】

次に、本実施形態におけるＡＥＣ画素の感度特性の補正方法について説明する。ＡＥＣ画素と通常の画素との感度特性の補正方法は同様であるため、通常の画素の感度特性の補正方法から説明する。この補正工程はアモルファスセレン等を使用する方式も共通である。

【００２０】

先ず、感度特性の補正方法を説明する前に、暗電流特性の補正方法について説明する。ここで暗電流とはセンサ（通常の画素）への入力がないときに測定される電流であり、ランダム成分と定常的なオフセット成分からなるとする。暗電流がセンサ入力に依存しないと仮定すると、センサに信号を入力したときの画像からセンサに信号を入力しないときに画像を引くことで、画素毎に異なるオフセット成分の補正が可能となる。センサに信号を入力したときの放射線画像をX_1（ｘ，ｙ）、その直後に測定される暗電流画像をD_1（ｘ，ｙ）とすると、暗電流補正後の１次暗電流補正画像C_{1X}（ｘ，ｙ）は次の式１で表される。ただしｘ，ｙは２次元配列した画素のアドレスである。

【００２１】

【数１】

$$C_{1X}(x,y) = X_1(x,y) - D_1(x,y) \quad \cdots \text{（式１）}$$

【００２２】

次に感度特性の補正について説明する。感度特性補正はキャリブレーションと呼ぶことがある。感度補正はセンサを構成する画素の感度特性ばらつきを補正す

る工程である。感度特性が定常的であると仮定すると、センサに信号を入力したときの画像をセンサに一様な入力を与えたときの画像で割ることで、画素毎に異なる感度特性の補正が可能となる。センサに一様な入力を与えたときの画像をC_W（ｘ，ｙ）、C_W（ｘ，ｙ）に含まれる放射線画像成分および暗電流画像成分をそれぞれW（ｘ，ｙ）およびD_W（ｘ，ｙ）とすると、感度補正後の補正画像C_1（ｘ，ｙ）は次の式２又は式３で表される。

【００２３】

【数２】

$$C_1(x,y)=\frac{\overline{C_W(x,y)}}{C_W(x,y)}\cdot C_{1X}(x,y) \quad \cdots(式２)$$

$$=\frac{\overline{W(x,y)-D_W(x,y)}}{W(x,y)-D_W(x,y)}\cdot\{X_1(x,y)-D_1(x,y)\} \quad \cdots(式３)$$

【００２４】

ＡＥＣ画素の感度特性の補正方法は、上記のように通常の画素の感度特性補正と等価であり、式２に基づき較正される。ただしグリッドＯＮ-ＡＥＣゲイン画像がC_W（ｘ，ｙ）、ＡＥＣ画像がC_{1X}（ｘ，ｙ）、感度補正後の補正画像信号であるＡＥＣ信号２４がC_1（ｘ，ｙ）である。ここで、放射線撮影装置では感度特性補正のために一様な放射線を照射するのが一般的である。ところが放射線画像診断に利用する線量レベルでは、放射線画像には放射線量子数の平方根に比例する量子ノイズが重畳している。このノイズは原理的に不可避であるため、当然C_W（ｘ，ｙ）にも量子ノイズが重畳している。つまりC_W（ｘ，ｙ）に重畳したノイズによって感度特性補正の精度の悪化が懸念される。そこで、本実施形態では、感度特性補正のために、複数回の放射線撮影とその画像の平均を行い、C_W（ｘ，ｙ）に含まれる実効的な放射線量子数を増加させることにより感度特性補正の精度を向上させている。

【００２５】

続いて、ＣＰＵ６はＡＥＣ信号２４を積算したＡＥＣ信号積算値２５と予め決定した閾値２６を比較する。閾値２６は撮影者が決定した、ＡＥＣ信号積算値２

５が閾値２６に到達すると、ＣＰＵ６はバスライン１１を介して放射線発生装置７に放射線曝射命令信号２２をＯＦＦにして返す。放射線発生装置７はＸ線管１の放射線発生を停止し、撮影シーケンスが完了する。

【００２６】

なお、グリッドを外した撮影を行うときは、ＡＥＣ画像は保存装置１０に記憶されたグリッドＯＦＦ-ＡＥＣゲイン画像によって較正され、グリッドがなくかつ各ＡＥＣ画素が等感度のときと等価なＡＥＣ信号２４に変換される。較正の方法はＦＰＤにおける感度特性補正と等価であり、上記式２に基づき較正される。同様に線質あるいは幾何学的配置が変更になった場合も、対応するＡＥＣ画像を用いて較正が行われる。

【００２７】

本実施形態ではＡＥＣ画素は放射線検出器５に内包されていたが、これは本発明の範囲を限定するものではない。従来のＡＥＣ検出器同様にＡＥＣ画素がグリッド４と放射線検出器５の間に設けられていても、ＡＥＣ画素の特性がグリッド４の状態で変化するなら本発明を適用可能である。

【００２８】

また本実施形態ではＡＥＣゲイン画像を予め複数枚記憶し、ＡＥＣ画像取得条件と一致するものを選択していた。しかし必ずしも完全に一致する必要はなく、もっとも近い撮影条件から選択可能である。さらにもし正確な較正が必要ならば、撮影条件毎のＡＥＣゲイン画像を予め記録し、所望のＡＥＣゲイン画像を計算により推定することも可能である。例えば管電圧８０kVpのＡＥＣゲイン画像と管電圧１２０kVpのＡＥＣゲイン画像があれば、管電圧１００kVp相当のＡＥＣゲイン画像は容易に推定計算可能である。また、装着されるグリッド種類毎にＡＥＣゲイン画像を記録してもよい。

【００２９】

ここで、ＡＥＣ検出器１２は有限の空間を占めるため、撮影部３を小型化するのに障害となることが懸念されている。また空気槽方式あるいは蛍光板方式のいずれであっても、極めて低ノイズの検出が必要となるため、ＡＥＣ装置が高価になる問題点がある。また、ＡＥＣ検出器は、極力放射線を遮断しない構成となっ

ているものの、放射線量を測定するためにある程度の放射線を遮断するのは必須であり、被曝線量の増大並びにアーティファクトが発生する恐れがある。これらを解決するためにＡＥＣ検出器を放射線検出器５の後ろ側に設けることも可能であるが、放射線検出器５の量子効率が改善してほとんど放射線が放射線検出器５を透過できないため、正確な放射線量の測定が困難なことがある。また放射線検出器５を透過する放射線の割合は放射線のエネルギーに依存するため、やはり正確な放射線量の測定が困難なことがある。

【００３０】

これらの問題点を克服する方法として、固体撮像素子中に画像を検出する画素とは別に実時間読み出し可能な検出器を一体的に作り込んでいる。例えばアモルファスシリコンセンサにおいて画素間の隙間にTFT型検出素子を作り込むことができる。図３は、上記問題点に対処し得る放射線検出器５の構成を示した図であり、TFT型検出素子をＦＰＤ上に一体的に設けた例を示している。図３において４１は放射線検出器であるＦＰＤ、４２はストライプ状TFT型検出素子、４３Ａおよび４３ＢはＦＰＤ上の画素を読み取るためのアンプＩＣ、４４Ａおよび４４ＢはＦＰＤ上の画素を指定するための駆動ＩＣである。

【００３１】

ＡＥＣ画素を固体撮像素子と一体的にした場合、ＡＥＣ画素は固体撮像素子の通常の画素に関連付けられた配置が必須となるため、その大きさは通常の画素と同程度となる。例えば画素を非破壊読み出しする場合は、当然ＡＥＣ画素は画素の大きさになり、画素間に作り込む場合は少なくともその幅が画素の大きさを超えることはない。例えば図３に示したストライプ状TFT型検出素子の幅は４０μm、長さは２０mmである。

【００３２】

一方、正しいＡＥＣ信号を得るにはある程度の面積が必要である。そこでＡＥＣ画素を複数個使用して実質的に従来のＡＥＣ検出器と同等面積を検出できるようにする。例えば図３の例であれば、TFT型検出素子を５本まとめて一つの採光野として、これを複数箇所配置して各種撮影目的に応じて採光野を選択する。ただしＡＥＣを行うにはほぼ実時間の読み出しが必須であり、撮影時間は短い撮影

で数msec、長いもので１秒程度であるから、５msec以下、できれば０．５msec程度の実時間読み出しが必要である。さらに時間的制限に加えてハードウェア構成のコストを考えても、ＡＥＣ画素を必要以上に多く設定するのは得策ではない。

【００３３】

ところが、上記の例では、ＡＥＣ画素数が限定されているために、ＡＥＣ画素が検出する信号と通常画素が検出する信号、すなわち画像が一致しないことがある。これは標本数が少なすぎるために標本平均が母平均を代表できないことによる統計的な問題である。特にグリッドを使用するとこの点は顕著になる。グリッド密度はおよそ３～８p/mmであり、固体撮像素子の画素密度は通常２～５p/mmであるから、両者の密度は非常に近接している。このためあるＡＥＣ画素は鉛板に遮蔽されて放射線画像がほとんど届かず、あるＡＥＣ画素には放射線画像がほとんど減衰することなく届くことが起きる。するとＡＥＣ画素が出力する信号にばらつきが生じ、どの信号を信じてよいのか判断できなくなる可能性がある。つまり母分散が大きいときに標本数が少ないと、標本から母平均の推定が困難になる統計的問題である。特に図３に示したようにＡＥＣ画素が直線的に配列し、この方向とグリッドの鉛板の方向が平行になるとこの点が顕著となる。

【００３４】

これに対し、本実施形態では、各AEC画素に対してゲイン補正を行っているため、仮に一部のAEC画素がグリッドに遮蔽されていたとしても、ゲイン補正によってそのAEC画素の感度を実質的に向上させることにより、すべてのAEC画素を感度ばらつきのないものとして扱うことが可能になる。このためAEC画素配列とグリッド縞目方向が略平行であっても、正確なAECを実現可能となる。

【００３５】

また、本発明の目的は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを記録した記憶媒体を、システム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはＣＰＵやＭＰＵ）が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することによっても、達成されることは言うまでもない。

【００３６】

この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施形態の機能を実現することになり、プログラムコード自体及びそのプログラムコードを記憶した記憶媒体は本発明を構成することになる。

【００３７】

プログラムコードを供給するための記憶媒体としては、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、ＣＤ－ＲＯＭ、ＣＤ－Ｒ、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ＲＯＭ等を用いることができる。

【００３８】

また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、前述した実施形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているＯＳ（基本システム或いはオペレーティングシステム）などが実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。

【００３９】

さらに、記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるＣＰＵ等が実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。

【００４０】

ここで、本発明の実施態様の例を以下に列挙する。

［実施態様１］被写体を介して入射する放射線に基づき前記被写体の放射線画像を撮影するとともに、前記入射する放射線の一部を実時間検出することによって自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行する放射線撮影装置であって、

前記放射線の一部を検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を有し、

前記自動曝射制御用画素による検出信号をグリッドの状態に応じて較正し、前記較正された検出信号に基づいて自動曝射制御を実行することを特徴とする放射線撮影装置。

【００４１】

［実施態様２］前記グリッドの状態は、グリッド着脱状態、グリッドの種類及びグリッド像に影響を与える撮影条件のうちの少なくとも何れか１つを含む状態であることを特徴とする実施態様１に記載の放射線撮影装置。

【００４２】

［実施態様３］予め強度分布が既知の放射線が照射されて得られた自動曝射制御ゲイン画像に基づいて、前記自動曝射制御用画素による検出信号を較正することを特徴とする実施態様１に記載の放射線撮影装置。

【００４３】

［実施態様４］前記自動曝射制御用画素は、前記放射線画像を検出する放射線検出手段に一体的に設けられることを特徴とする実施態様１に記載の放射線撮影装置。

【００４４】

［実施態様５］前記自動曝射制御用画素は、非破壊読み出し可能な検出素子であることを特徴とする実施態様４に記載の放射線撮影装置。

【００４５】

［実施態様６］前記非破壊読み出し可能な検出素子は、ＴＦＴ型検出素子であることを特徴とする実施態様５に記載の放射線撮影装置。

【００４６】

［実施態様７］前記自動曝射制御用画素からの前記検出信号の読み出しサイクルは、５ｍｓｅｃ以下であることを特徴とする実施態様１に記載の放射線撮影装置。

【００４７】

［実施態様８］前記自動曝制御ゲイン画像を予め記録した記録手段を更に有することを特徴とする実施態様３に記載の放射線撮影装置。

【００４８】

［実施態様９］前記記録手段に記録された前記自動曝射制御ゲイン画像に基づいて、他の所望の自動曝射制御ゲイン画像を算出可能な算出手段を更に有することを特徴とする実施態様８に記載の放射線撮影装置。

【００４９】

［実施態様１０］前記自動曝射制御用画素は、ストライプ状の検出素子であり、前記グリッドの縞目方向と略平行に設けられることを特徴とする実施態様１に記載の放射線撮影装置。

【００５０】

［実施態様１１］被写体を介して入射する放射線の一部を実時間検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を有し、前記自動曝射制御用画素による検出信号に基づき自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行するとともに、前記被写体を介して入射する放射線に基づき前記被写体の放射線画像を撮影する放射線撮影装置の制御方法であって、

前記自動曝射制御用画素による検出信号をグリッドの状態に応じて較正し、前記較正された検出信号に基づいて自動曝射制御を実行するように制御することを特徴とする放射線撮影装置の制御方法。

【００５１】

［実施態様１２］実施態様１１に記載の放射線撮影装置の制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【００５２】

［実施態様１３］実施態様１２に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【００５３】

【発明の効果】

本発明によれば、例えばグリッドの着脱状態等、グリッドの状態に応じて自動曝射制御用画素による検出信号を較正することにより、グリッドの状態に拘わらず正確な放射線入射量を推定し、適切な自動曝射制御を実行することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図１】

本発明に係る放射線撮影装置の一実施形態の概略構成を示したブロック図である。

【図２】

本発明の一実施形態における放射線撮影装置の動作を示したフローチャートである。

【図３】

ストライプ状ＴＦＴ型検出素子を一体的に設けた放射線検出器を示した図である。

【図４】

従来のＡＥＣ機能付き放射線撮影装置の概略構成を示したブロック図である。

【符号の説明】

１　Ｘ線管

２　患者

３　撮影部

４　グリッド

５　放射線検出器

６　ＣＰＵ

７　放射線発生装置

８　曝射ボタン

９　表示装置

１０　保存装置

１１　バスライン

１２　ＡＥＣ検出器

２１　放射線曝射要求信号

２２　放射線曝射命令信号

２３　放射線

２４　ＡＥＣ信号

２５　ＡＥＣ積算信号

２６　閾値

４１　放射線検出器

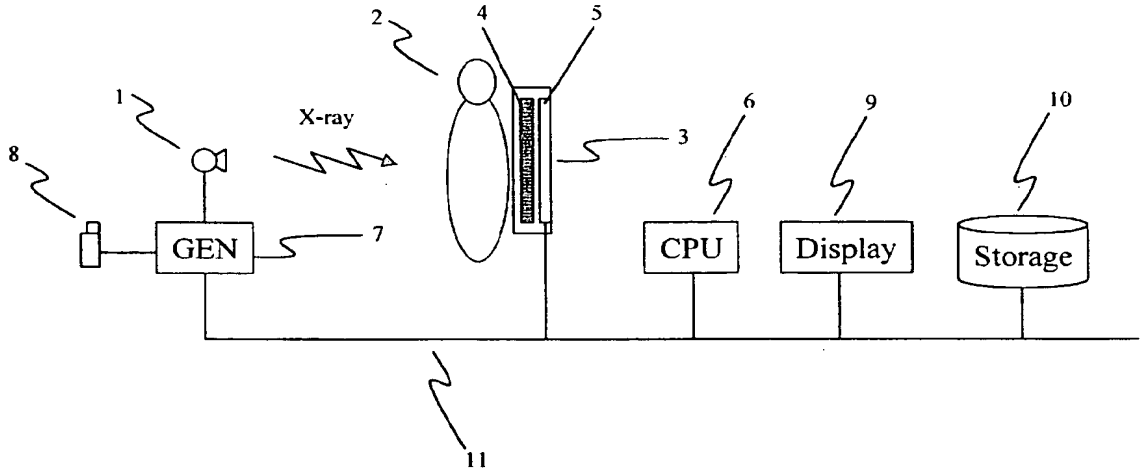
４２　ストライプ状ＴＦＴ型検出素子

４３　アンプＩＣ

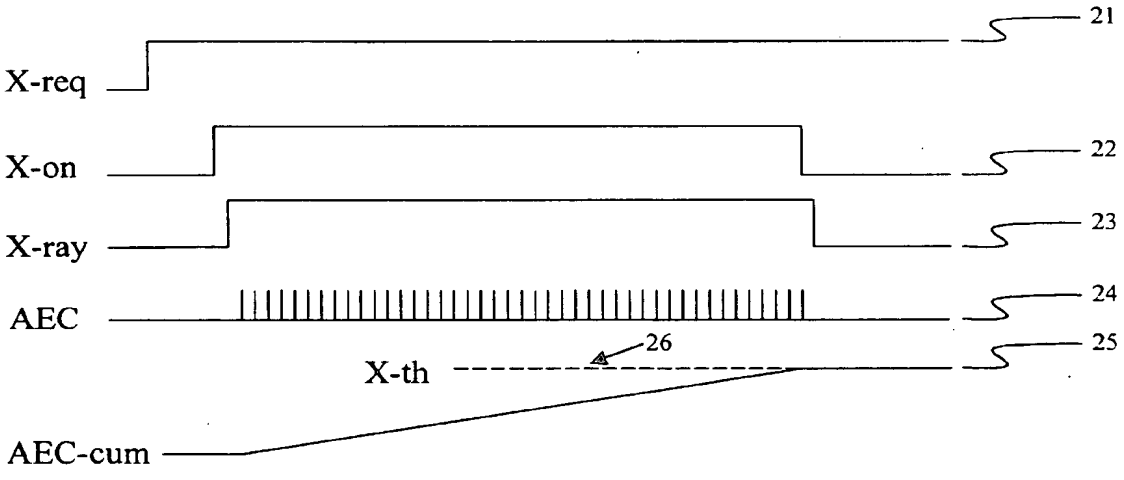
４４　駆動ＩＣ

【書類名】　図面

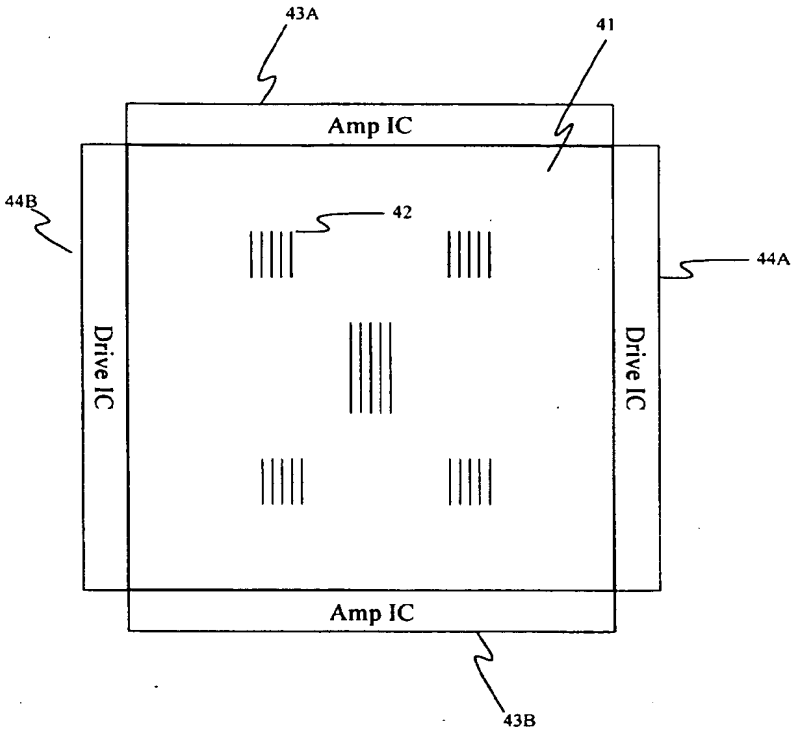
【図１】


2
4
5
1
X-ray
6
9
10
8
3
GEN
7
CPU
Display
Storage
11

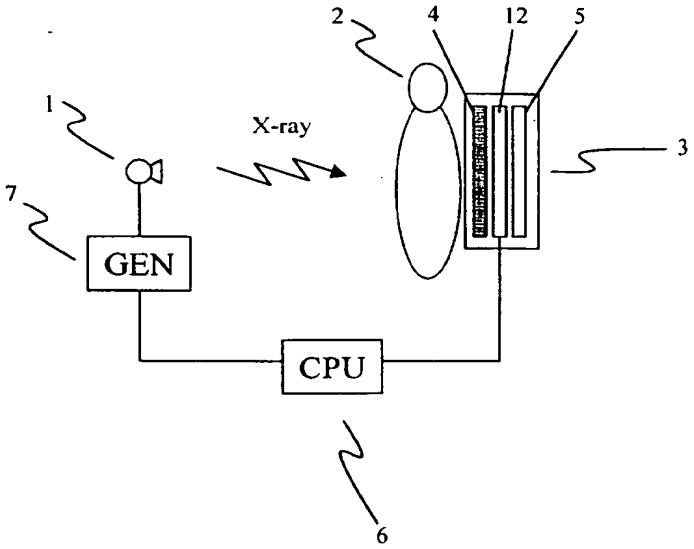
【図２】


21
X-req
X-on
22
X-ray
23
AEC
24
26
X-th
25
AEC-cum

【図３】



【図４】



【書類名】　要約書

【要約】

【課題】　グリッドの状態に応じて自動曝射制御用画素による検出信号を較正することにより、グリッドの状態に拘わらず正確な放射線入射量を推定し、適切な自動曝射制御を実行することを可能とする。

【解決手段】　被写体を介して入射する放射線に基づき被写体の放射線画像を撮影するとともに、入射する放射線の一部を実時間検出することによって自動曝射制御（ＡＥＣ）を実行する放射線撮影装置にあって、放射線の一部を検出する少なくとも一つの自動曝射制御用画素を含むＡＥＣ検出器４を備え、ＣＰＵ６は、当該自動曝射制御用画素による検出信号をグリッドの状態に応じて較正し、較正された検出信号に基づいて自動曝射制御を実行する。

【選択図】　図１

特願２００２－３３２５７６

出　願　人　履　歴　情　報

識別番号　　［０００００１００７］

１．変更年月日　　１９９０年　８月３０日
［変更理由］　　新規登録
住　所　　東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
氏　名　　キヤノン株式会社